

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
1. September 2005 (01.09.2005)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2005/079688 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: **A61B 18/14**,  
A61F 7/12, A61M 25/10

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/002001

(22) Internationales Anmeldedatum:  
25. Februar 2005 (25.02.2005)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2004 009 206.0  
25. Februar 2004 (25.02.2004) DE  
10 2004 012 813.8 16. März 2004 (16.03.2004) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme  
von US): **ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH** [DE/DE];  
Waldhörnlestrasse 17, 72072 Tübingen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **EISELE, Florian**  
[DE/DE]; Schwabstrasse 4, 72074 Tübingen (DE).

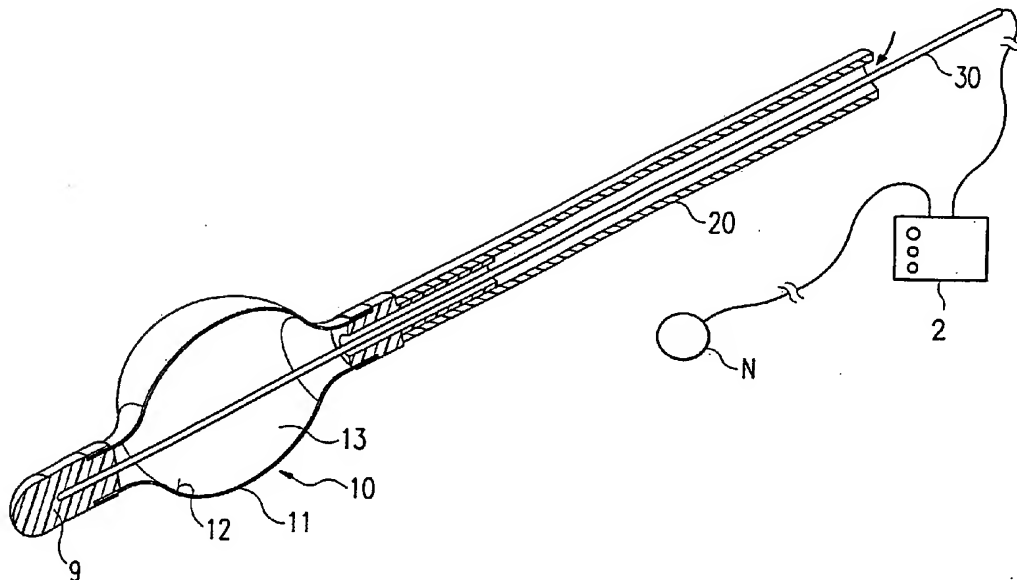
(74) Anwälte: **BOHNENBERGER, Johannes** usw.; Meiss-  
ner, Bolte & Partner, Postfach 86 06 24, 81633 München  
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für  
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,  
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,  
CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,  
GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE,  
KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD,  
MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG,  
PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM,  
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM,  
ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR THE INTERSTITIAL COAGULATION OF TISSUE

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR INTERSTITIELLEN KOAGULATION VON GEWEBE



(57) Abstract: The invention relates to a device for the interstitial coagulation of tissues, which comprises at least one electrode via which a HF coagulation current can be passed into the tissue. The aim of the invention is to improve the device of the aforementioned kind in such a manner as to increase the evenness with which the tissue is treated. According to the invention, the electrode is configured as a three-dimensional body that can be expanded to different degrees or is mounted on such a body in such a manner that the electrode can be maintained in continuous electrical contact with the tissue during coagulation by continually or gradually expanding the body.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2005/079688 A1



(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht

*Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.*

---

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Geweben, mit mindestens einer Elektrode, über die ein HF-Koagulationsstrom in das Gewebe einleitbar ist. Die Vorrichtung ist dahin gehend weitergebildet, dass das Gewebe mit erhöhter Gleichmässigkeit behandelbar ist. Die Elektrode ist als dreidimensionaler, auf verschiedene Aufweitungszustände aufweiterbarer Körper derart ausgebildet oder auf einem derartigen Körper derart angebracht, dass die Elektrode durch kontinuierliches oder schrittweises Aufweiten des Körpers mit dem Gewebe während des Koagulierens in ständigem elektrischen Kontakt haltbar ist.

---

"Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Gewebe"

---

**Beschreibung**

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Gewebe nach Patentanspruch 1.

- 5 In der Hochfrequenzchirurgie, insbesondere im Bereich der endoskopischen Anwendung, sind verschiedene Vorrichtungen bekannt, mit deren Hilfe die elektrische Energie eines Hochfrequenzchirurgiegerätes, also einer HF-Einheit an die zu behandelnden Stellen des Gewebes gebracht werden kann.
- 10 Es sind Elektroden bekannt, welche die Energie direkt, also über den Kontakt mit dem Gewebe applizieren. Dabei besteht das Problem, dass das Gewebe unter Umständen so sehr erhitzt wird, dass es karbonisiert, also vollständig verbrennt.

- Ein weiteres Problem bei derartigen Elektroden liegt darin, dass die Elektroden am
- 15 Gewebe ankleben können. Wird die Elektrode dann entfernt, so reißt das Gewebe auf. Um die Gefahr des Anklebens zu verringern, weisen die Elektroden oftmals eine entsprechende Beschichtung auf. Derartige Elektroden sind z. B. aus der DE 199 41 105 C2 bekannt.

- 20 Die oben beschriebenen Probleme kommen insbesondere bei einer interstitiellen Koagulation, beispielsweise bei der Koagulation eines Leber-Tumors zum Tragen, da bei dieser die Elektrode in das zu behandelnde Gewebe eingebracht, z. B. eingestochen wird und somit vollständig von diesem umgeben ist. Die Gefahr eines Verbrennens des Gewebes und/oder eines Anklebens des Gewebes an der Elektrode ist hier in besonders hohem
- 25 Maße gegeben. Eine gleichmäßige Devitalisierung ist dann u. a. aufgrund eines hohen Übergangswiderstandes zwischen Elektrode und Gewebe nicht mehr möglich, d. h., das Gewebe wird ungleichmäßig koagulierte.

- Problematisch ist es weiterhin, dass sich das Gewebe während der interstitiellen Koagulation zusammenzieht (austrocknet), so dass die Elektrode nicht mehr an diesem anliegt.
- 30

Ein in Folge der Austrocknung des Tumors entstehender Spalt zwischen der Elektrode und dem zu behandelnden Gewebe erhöht den Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Gewebe derart, dass ein Eintrag elektrischer Energie begrenzt wird. Auch dies führt zu einer ungleichmäßigen Koagulation oder sogar dazu, dass kein Koagulationseffekt eintritt.

Aus der US 6 090 105 A ist z. B. ein Abtragungsgerät bekannt, das eine Einführelektrode zum Einstechen in ein zu behandelndes Gewebe aufweist. Im Inneren der Einführelektrode sind aus dieser herausführbare weitere Elektroden angeordnet, die nach dem Einstechen der Einführelektrode in dem Gewebe platziert werden. Die Elektroden sind aus einer Memory-Legierung ausgebildet und stehen ab einer bestimmten Temperatur unter Spannung. Außerhalb der Einführelektrode streben die Elektroden ihre ursprüngliche Gestalt an und dringen somit während eines Koagulationsvorganges in das sie umgebende Gewebe vor. Bei dem soeben beschriebenen Gerät treten die oben diskutierten Probleme gehäuft auf. Zudem ist es gerade bei Elektrodenanordnungen dieser Art schwierig, ein gleichmäßiges Koagulationsvolumen zu erzielen, weil die Elektroden unkoordiniert, nur in Abhängigkeit ihres Ausdehnungsbestrebens in das Gewebe vordringen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Gewebe dahin gehend weiterzubilden, dass Gewebe mit erhöhter Gleichmäßigkeit behandelbar ist.

Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Geweben nach Patentanspruch 1 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch eine Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Geweben gelöst, die mindestens eine Elektrode aufweist, über die ein HF-Koagulationsstrom in das Gewebe einleitbar ist. Die Elektrode ist als dreidimensionaler, auf verschiedene Aufweitungszustände aufweiterbarer Körper derart ausgebildet oder auf einem derartigen Körper derart angebracht, dass die Elektrode durch kontinuierliches oder schrittweises Aufweiten des Körpers mit dem Gewebe während des Koagulierens in ständigem elektrischen Kontakt haltbar ist.

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt darin, dass der Körper, d. h. die Elektrode selbst oder ein aufweitbarer Körper, auf dem die Elektrode angeordnet ist, in einem nicht-aufgeweiteten Zustand in das zu behandelnde Gewebe einbringbar ist und während der Koagulation, entsprechend dem Koagulationsgrad, kontrolliert, also von definierten Bedingungen abhängig, aufgeweitet werden kann. Der Körper ist also derart ausgebildet und betätigbar, dass er dem behandelten, in der Regel zurückweichenden Gewebe während der Koagulation kontrolliert folgt. Dabei kann die Aufweitung des Körpers selbsttätig oder manuell erfolgen, wobei die Aufweitung aufgrund detektierter Parameter, die ein Maß für den Koagulationsgrad darstellen, durchführbar ist. Die kontrollierte Koagulation ermöglicht eine gleichmäßige Gewebedevitalisierung. Die sich immer weiter aufweitende Elektrode zieht das zu behandelnde Gewebe während der Koagulation zudem glatt, so dass bereits durch diesen Aspekt eine gleichmäßige Koagulation gewährleistet ist.

Die Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation ist beispielsweise mittels einer zum Einstechen in das zu behandelnde Gewebe geeigneten Einführeinrichtung in das Gewebe einbringbar oder aber die Vorrichtung ist selbst derart ausgebildet, dass ein Einstechen in das Gewebe möglich ist. Die Vorrichtung kann sowohl für den unmittelbaren Einsatz oder für die endoskopische Anwendung ausgebildet sein.

20

In einer ersten bevorzugten Ausführungsform ist eine Steuerungseinrichtung zum Steuern des Aufweitzustandes des Körpers in Abhängigkeit vom Koagulationsstrom vorgesehen. Die Steuerungseinrichtung ist vorzugsweise in einem HF-Chirurgiegerät ausgebildet oder aber als externes Bauteil vorgesehen. Des Weiteren ist die Steuerungseinrichtung der Vorrichtung, also im Prinzip dem elektrochirurgischen Instrument, zugeordnet und so ausgebildet, dass sie diverse, den Koagulationsgrad wiedergebende Parameter, hier den Koagulationsstrom detektiert. So lässt sich z. B. die Zunahme des Übergangswiderstandes aufgrund oben beschriebener Spaltbildung zwischen Elektrode und Gewebe über das Absinken der Koagulationsstromstärke erfassen. Die Steuerungseinrichtung ist weiterhin dazu ausgebildet, den Körper nun aufgrund des detektierten Parameters, also z. B. aufgrund der detektierten Stromstärke derart anzusteuern, dass dieser seinen Aufweitzustand in Abhängigkeit des detektierten Parameters verändert. Der Körper wird also in diesem Falle bis zur Überwindung des Spalts aufgeweitet, so dass Elektrode und Gewebe in, dem weiteren Koagulationsvorgang förderlichen, elektrischen Kontakt haltbar

sind. Damit ist in jeder Phase der Koagulation ein optimales Koagulationsergebnis gewährleistet.

Alternativ ist es möglich, die Steuerungseinrichtung derart auszubilden, dass sie den  
5 detektierten Wert, hier also die detektierte Stromstärke, beispielsweise über ein Anzeigengerät ausgibt. Aufgrund dieser Information kann ein Operateur die Aufweitung des Körpers dann manuell steuern.

Vorzugsweise ist der Steuerungseinrichtung ein Messwertaufnehmer zugeordnet, der den  
10 Koagulationsstrom am Zielgewebe misst und die gemessenen Werte an die Steuerungseinrichtung übermittelt. Eine zuverlässige Stromüberwachung lässt sich z. B. auch mit einem Strommonitor realisieren, wie er aus dem Stand der Technik bekannt ist.

Eine beginnende Spaltbildung lässt sich alternativ über eine Druckmessung bestimmen.  
15 Dazu ist die Steuerungseinrichtung, ggf. mit dem Messwertaufnehmer, so ausgebildet, dass beispielsweise der Anpressdruck des Zielgewebes an die Elektrode gemessen wird, wobei bei einem Unterschreiten eines definierten Druckes der Körper derart anzusteuern ist, dass sich dieser zur Wahrung eines geeigneten Abstandes zwischen Elektrode und Gewebe entsprechend aufweitet. Der Messwertaufnehmer ist dazu vorzugsweise als  
20 elektronischer Drucksensor ausgebildet. Auch ist es möglich, einen Halleffektsensor zu verwenden, der die Änderung eines Magnetfeldes in Abhängigkeit von der Auslenkung der Elektrode bestimmt.

Bei einer simultanen Messung des Koagulationsstromes und des Druckes, der auf die  
25 Elektrode wirkt, kann zudem eine Aussage über einen unerwünschten Verbrennungsgrad des Gewebes oder ggf. über ein Ankleben der Elektrode getroffen werden. Wird ein angemessener Druck bei gleichzeitigem Stromabfall detektiert, muss nämlich davon ausgegangen werden, dass die Stromstärke, nicht aufgrund Spaltbildung zwischen Elektrode und Gewebe absinkt.

30

In einer zweiten bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, die Steuerungseinrichtung derart anzuordnen und auszubilden, dass eine Stromdichte des Koagulationsstromes zwischen Elektrode und Gewebe einstellbar ist. Der dreidimensionale Körper beschreibt in jedem Aufweitzustand eine definierte Elektrodenfläche. Bei einer konstanten

Stromstärke nimmt eine Stromdichte mit zunehmender Aufweitung des Körpers ab, weil sich die Elektrodenfläche vergrößert. Über die Steuerungseinrichtung ist deshalb die für ein optimales Koagulationsergebnis erforderliche Stromdichte einstellbar und die Stromstärke nachregelbar, so dass auch bei sich vergrößernder Elektrodenfläche zu jedem

5 Zeitpunkt des Koagulationsvorganges ein optimales Koagulationsergebnis gewährleistet ist. Die Einstellung der Stromstärke ist dabei sowohl selbsttätig als auch manuell durchführbar.

Die erfasste Stromdichte und ein ggf. erforderliches Nachregulieren des Koagulationsstromes stellen ein Maß für den Aufweitungszustand des Körpers und damit auch

10 ein Maß für den Koagulationsgrad dar. Unterschreitet die Stromdichte einen vorbestimmten Schwellenwert, so ist die für einen definierten Zielgewebereich vorgesehene Koagulation abgeschlossen. Ein weiteres Koagulieren würden dann ein Aufweiten des Körpers voraussetzen, wobei die erneute Koagulation wiederum über eine Veränderung

15 der Stromdichte beobachtbar wäre. Die Einstellung einer entsprechenden Stromstärke lässt sich manuell durchführen. Es ist jedoch möglich, die Steuerungseinrichtung derart auszubilden, dass die Stromstärke selbsttätig eingestellt wird.

Vorzugsweise ist die Steuerungseinrichtung derart ausgebildet, dass die Stromdichte

20 unabhängig vom Aufweitungszustand einstellbar ist. Damit stehen für unterschiedliche Gewebearten oder Koagulationsstadien unterschiedliche Koagulationsstärken zur Verfügung. Tritt beispielsweise eine unerwartete Blutung auf, so kann eine Erhöhung der Stromdichte eine stärkere Koagulation bewirken.

Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass Messeinrichtungen zum Feststellen des Aufweitungszustandes des Körpers vorgesehen sind. Damit lässt sich zu jedem Zeitpunkt auf das Koagulationsmaß schließen, wenn die Aufweitung selbsttätig gesteuert ist. Der Aufweitungszustand kann beispielsweise über ein optische Anzeige ausgegeben werden. Bei einer manuell durchzuführenden Aufweitung des Körpers kann der Operateur über

30 die Anzeige eine entsprechende Nachregulierung durchführen. Die Messeinrichtungen können über den oben bereits angeführten Messwertaufnehmer realisiert sein.

Vorzugsweise umfasst die Elektrode der Vorrichtung eine mindestens teilweise fluid-durchlässige Behandlungselektrode, die mit einem Abschnitt des Gewebes in Berührung

bringbar ist, eine Zufuhreinrichtung für Flüssigkeit, über die eine elektrisch leitfähige Flüssigkeit der Behandlungselektrode zuführbar ist und eine Stromzufuhreinrichtung zum Zuführen des HF-Koagulationsstromes zur Behandlungselektrode derart, dass von der Behandlungselektrode durchgelassener Flüssigkeit der HF-Behandlungsstrom zuführbar  
5 ist. Ein solchermaßen ausgebildetes Instrument weist also vorzugsweise einen aufweitbaren Hohlkörper auf, der in einem nicht-aufgeweiteten Zustand in das zu behandelnde Gewebe einbringbar ist und während der Koagulation durch seine Aufweitung dem zurückweichenden, koagulierten Gewebe folgen kann. Dies hat neben dem Glattziehen des zu behandelnden Gewebes den Vorteil, dass gleichzeitig ein Ankleben der Elektrode  
10 an dem Gewebe durch die Stromleitung mittels der Flüssigkeit wirksam verhindert wird. Die elektrische Leitfähigkeit der Flüssigkeit bzw. der Lösung (z. B. Ringer-Lösung oder reine Kochsalz-Lösung) dient dazu, den HF-Strom an die zu behandelnde Gewebestelle zu bringen. Gleichzeitig kühlt die Lösung das Gewebe während der Behandlung, so dass es kaum über den Siedepunkt der Lösung erwärmt wird.

15

In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst die Behandlungselektrode ein elastisch dehnbares oder auffaltbares Flächenelement, auf dessen, dem Gewebe gegenüberliegender Innenseite ein mit einem Innendruck beaufschlagbarer Innenraum derart angeordnet ist, dass das Flächenelement durch Erhöhung des Innendruckes dehnbar ist. Das Flächen-  
20 element ermöglicht eine gleichmäßige Kontaktierung des zu behandelnden Gewebes und erleichtert die Aufrechterhaltung des elektrischen Kontaktes zwischen Elektrode und Gewebe, so dass eine gleichmäßige Devitalisierung erzielbar ist. Die während der Koagulation gewünschte Aufweitung des Körpers, hier des Flächenelements, wird durch die Erhöhung des Innendruckes im Innenraum auf einfachste Weise durchgeführt.

25

Vorzugsweise ist das Flächenelement ring- oder kugelförmig ausgebildet. Die Behandlungselektrode kann dann z. B. in Form eines Ballon-Hohlkatheters aufgebaut sein, also eine Form aufweisen, die der Operateur bereits kennt.

30 Bei einer Ausführungsform der Erfindung wird der Innenraum mit der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit befüllt. Bei dieser Anordnung bildet also die elektrisch leitfähige Flüssigkeit gleichzeitig ein Medium, mit welchem der Innendruck zum Dehnen/Aufblasen des Flächenelementes erzeugt wird. Die Behandlungselektrode ist hierbei derart aufgebaut, dass sie der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit einen hinreichend hohen Strömungswider-



stand entgegensetzt, so dass einerseits ein Innendruck aufgebaut werden kann, andererseits eine Menge von Flüssigkeit austritt, welche zur Sicherstellung des elektrischen Kontaktes ausreicht. Hierfür kann die Behandlungselektrode eine entsprechend ausgebildete Folie, ein Flies oder ein Gewebe umfassen, welches den genannten Strömungswiderstand aufweist. In jedem Fall ist es von Vorteil, wenn die Behandlungselektrode im Wesentlichen aus einem temperaturbeständigen Material, insbesondere einem Tetrafluor-Ethylen-Material aufgebaut ist.

Vorzugsweise umfasst die elektrisch leitfähige Flüssigkeit Polyvinylpyrrolidon (PVP), ein Tensid oder dergleichen Mittel zur Veränderung der Viskosität der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit, welches für die hier durchzuführende Behandlung keine negativen Nebeneffekte aufweist.

Der Einsatz einer durch die dehnbare Elektrode diffundierenden Flüssigkeit schließt nicht aus, dass die Elektrodenfläche selbst auch elektrisch leitfähig ist. Eine mögliche Ausführungsform ist eine Elektrode, die aus einem Elastomer hergestellt ist, das beispielsweise durch Einlagern von Metallpartikeln leitfähig gemacht wurde.

Eine Unabhängigkeit des Innendruckes von dem Druck, mit welchem die Flüssigkeit durch die Behandlungselektrode durchgedrückt wird, lässt sich durch eine Anordnung erzielen, bei welcher der Innenraum einen von der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit hydraulisch getrennten, expandierbaren Hilfskörper enthält. Dadurch kann auch bei starker Expansion sichergestellt werden, dass nicht zuviel elektrisch leitfähige Flüssigkeit austritt. Insbesondere kann das Flächenelement derart mehrschichtig aufgebaut sein, dass in einer inneren Schicht Flüssigkeit mit einem erniedrigten Strömungswiderstand in Flächenrichtung und in einer äußeren Schicht senkrecht zur Flächenrichtung leitbar ist. Eine derartige Anordnung ist relativ einfach aufbaubar. Zur Erhöhung der Gleichmäßigkeit des Flüssigkeitsaustrittes wird zwischen der inneren und der äußeren Schicht eine Trennschicht mit einem erhöhten Strömungswiderstand angebracht.

30

In allen Fällen wird der Strom über einen Leiter mit niedrigem elektrischen Widerstand, z. B. einen Draht möglichst nahe an der Behandlungselektrode in die elektrisch leitende Flüssigkeit eingeleitet.

Um Probleme durch die notwendigerweise im Überschuss austretende elektrisch leitende Flüssigkeit zu vermeiden, wird bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung eine Saugeinrichtung zum Absaugen überschüssiger Flüssigkeit vorgesehen.

- 5 Das elektrochirurgische Instrument, also die Vorrichtung, kann als monopolarer Koagulationsinstrument aufgebaut sein, d. h. nur eine einzige Stromzuführung aufweisen, während das zu behandelnde Gewebe (bzw. der Patient) auf das andere Potential gelegt wird. Bei einer anderen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann durch Verwendung zweier prinzipiell gleicher Elektroden eine bipolare Anwendung realisiert  
10 werden. Das heißt, die Behandlungselektrode ist in mindestens zwei voneinander elektrisch isolierte Abschnitte zur Bildung einer bipolaren Elektrode ausgebildet, so dass am Patienten keine Neutralelektrode angelegt werden muss.

- Vorzugsweise ist die Elektrode derart ausgebildet, dass sie mit einem Schneidstrom  
15 beaufschlagbar ist. Dadurch kann die Gefahr des Freisetzens von Krebszellen beim Einbringen der Elektrode in einen Tumor verringert werden.

Weitere Ausführungsformen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

- 20 Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben, die anhand der Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen

- Fig. 1 ein funktionales Blockschaltbild, das eine HF-Chirurgieanordnung mit einer Vorrichtung für eine interstitielle Koagulation zeigt;  
25  
Fig. 2 eine erste Ausführungsform der Vorrichtung in einer teilgeschnittenen, perspektivischen Darstellung;  
Fig. 3 eine zweite Ausführungsform der Vorrichtung im Längsschnitt;  
30  
Fig. 4 eine dritte Ausführungsform der Vorrichtung im Längsschnitt und  
Fig. 5 eine vergrößerte Schnittdarstellung des Bereiches V aus Fig. 4.

In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

5 In Fig. 1 ist ein funktionales Blockschaltbild abgebildet, das eine HF-Chirurgieanordnung mit einer Vorrichtung für eine interstitielle Koagulation zeigt. Dabei sind schematisch die für die Erläuterung der Erfindung wesentlichen Komponenten einer HF-Chirurgieanordnung mit einer Vorrichtung 40 zur interstitiellen Koagulation gezeigt.

10 Bei monopolaren Anordnungen wird ein von einem HF-Generator 2 an ein elektrochirurgisches Instrument 40 (hier die Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation) zugeführter HF-Strom in ein zu behandelndes Gewebe über eine differente Elektrode 10, also eine monopolare Koagulationselektrode, appliziert, wobei der Strompfad durch den Körper eines Patienten bis zu der indifferenten Neutralelektrode N führt und von dieser zurück zum HF-Generator 2. Bipolare Anordnungen benötigen keine Neutralelektrode, weil der  
15 Strompfad zwischen zwei Elektroden eines elektrochirurgischen Instruments verläuft.

Ein HF-Chirurgiegerät 1 weist einen Eingangsanschluss 6 zum Anschließen von Finger- und/oder Fußschalter aufweisenden Schalteinrichtungen (nicht gezeigt) auf. Über diese Schalteinrichtungen wird ein Aktivieren und/oder Deaktivieren des HF-Stromes ermöglicht.  
20 Die Schalteinrichtungen lassen sich hier vorzugsweise über eine Computeranordnung realisieren. Ausgangsseitig sind an dem HF-Chirurgiegerät 1 ein erster Ausgangsanschluss 7 und ein zweiter Ausgangsanschluss 8 vorgesehen, über die das monopolare Koagulationsinstrument 40 mit der dazugehörigen Neutralelektrode N anschließbar ist. Auch ein bipolares elektrochirurgisches Instrument (nicht gezeigt) lässt sich an dem HF-Chirurgiegerät 1 anschließen. Bei der praktischen Ausführung eines HF-Chirurgiegerätes  
25 sind zumeist unterschiedliche Anschlüsse für mono- oder bipolare Elektrodenanordnungen vorgesehen. Die Neutralelektrode N ist schematisch dargestellt und bedeckt in der praktischen Anwendung vollständig einen Körperabschnitt eines Patienten.

30 Kernstück des HF-Chirurgiegerätes 1 ist der steuerbare HF-Generator 2 zum Erzeugen einer HF-Spannung und zum Zuführen des HF-Stromes zu der Koagulationselektrode 10 des elektrochirurgischen Instruments 40. Der HF-Generator 2 ist mit einer Steuerungseinrichtung 3 zum Steuern der Elektrode 10 des elektrochirurgischen Instruments 40 verbunden. Ein der Steuerungseinrichtung 3 zugeordneter Messwertaufnehmer 4 zur

Erfassung verschiedener Parameter, die ein Maß für den Koagulationsgrad darstellen, wie z. B. ein Übergangswiderstand zwischen Elektrode 10 und Gewebe, ist ebenfalls dargestellt.

- 5 Das elektrochirurgische Instrument 40 bzw. die Vorrichtung ist mit mindestens einer Elektrode 10 ausgebildet, über die der HF-Koagulationsstrom in das Gewebe einleitbar ist. Die Elektrode 10 ist als dreidimensionaler, auf verschiedene Aufweitungszustände aufweitbarer Körper derart ausgebildet oder auf einem derartigen Körper derart angebracht, dass die Elektrode 10 durch kontinuierliches oder schrittweises Aufweiten des  
10 Körpers mit dem Gewebe während des Koagulierens in ständigem elektrischen Kontakt haltbar ist.

Der aufweitbare Elektrodenkörper 10 oder auch ein aufweitbarer Körper 14, auf dem die Elektrode 10 angeordnet ist, ist derart ausgebildet und betätigbar, dass er in das zu  
15 behandelnde Gewebe in nicht aufgeweitetem Zustand einbringbar ist und während der (insbesondere interstitiellen) Koagulation durch Aufweitung dem behandelten, in der Regel zurückweichenden Gewebe kontrolliert folgt. Dabei kann die Aufweitung des Körpers selbsttätig oder manuell erfolgen, wobei die Aufweitung aufgrund detektierter Parameter, die ein Maß für den Koagulationsgrad darstellen, durchführbar ist. Die  
20 kontrollierte Koagulation ermöglicht eine gleichmäßige Gewebedevitalisierung.

Die Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation mit dem aufweitbaren Körper 10, 14 ist beispielsweise mittels einer zum Einstechen in das zu behandelnde Gewebe geeigneten Einführeinrichtung (nicht gezeigt) in das Gewebe einbringbar oder aber die Vorrichtung  
25 40 ist selbst derart ausgebildet, dass ein Einstechen in das Gewebe möglich ist. Die Vorrichtung 40 kann sowohl für den unmittelbaren Einsatz oder für die endoskopische Anwendung ausgebildet sein.

Spezielle Ausgestaltungen der elektrochirurgischen Instrumente 40 und der entsprechenden  
30 Elektroden werden in den Fig. 2 bis 5 näher erläutert.

Bei der interstitiellen Koagulation zieht sich das Gewebe aufgrund der Koagulation zusammen, da es austrocknet. Die Elektrode 10 liegt demnach nicht mehr an dem zu behandelnden Gewebe an, so dass aufgrund dieser Spaltbildung ein Übergangswiderstand

zwischen Elektrode 10 und Gewebe steigt. Dies hat ein Absinken der Stromstärke des Koagulationsstromes zur Folge.

Die Steuerungseinrichtung 3 ist hier derart ausgelegt, dass sie das Absinken der Stromstärke erfasst und dann das elektrochirurgische Instrument 40 derart ansteuert, dass der Körper 10, 14 zum Nachfolgen des Gewebes aufgeweitet wird. Der Körper 10, 14 wird also in diesem Falle bis zur Überwindung des Spalts aufgeweitet, so dass Elektrode 10 und Gewebe in, dem weiteren Koagulationsvorgang förderlichen, elektrischen Kontakt haltbar sind. Damit ist in jeder Phase der Koagulation ein optimales Koagulationsergebnis gewährleistet. Die erfassten Stromwerte lassen sich z. B. über eine Anzeige 5 ausgeben, so dass ein Operateur den Stromabfall visuell verfolgen kann. Es ist dann mit Hilfe der Anzeige auch möglich, die Aufweitung des Körpers 10, 14 manuell vorzunehmen.

Alternativ ist es möglich, andere, das Koagulationsmaß beschreibende Parameter über den der Steuerungseinrichtung 3 zugeordneten Messwertaufnehmer 4 zu erfassen, beispielsweise den Übergangswiderstand selbst.

Eine beginnende Spaltbildung lässt sich alternativ über eine Druckmessung bestimmen. Dazu ist die Steuerungseinrichtung 3 so ausgebildet, dass beispielsweise der Anpressdruck des Zielgewebes an die Elektrode 10 gemessen wird, wobei bei einem Unterschreiten eines definierten Druckes der Körper 10, 14 derart anzusteuern ist, dass sich dieser zur Wahrung eines geeigneten Abstandes zwischen Elektrode 10 und Gewebe entsprechend aufweitet. Der Messwertaufnehmer 4 ist dazu vorzugsweise als elektronischer Drucksensor ausgebildet. Auch ist es möglich, einen Halleffektsensor zu verwenden, der die Änderung eines Magnetfeldes in Abhängigkeit von der Auslenkung der Elektrode bestimmt.

Die Steuerungseinrichtung 3 kann auch derart angeordnet und ausgebildet sein, dass eine Stromdichte des Koagulationsstromes zwischen Elektrode 10 und Gewebe einstellbar ist. Der dreidimensionale Körper 10, 14 beschreibt in jedem Aufweitzustand eine definierte Elektrodenfläche. Bei einer konstanten Stromstärke nimmt eine Stromdichte mit zunehmender Aufweitung des Körpers 10, 14 ab, weil sich die Elektrodenfläche vergrößert. Über die Steuerungseinrichtung ist deshalb die für ein optimales Koagulationsergebnis erforderliche Stromdichte einstellbar und die Stromstärke nachregelbar, so

dass auch bei sich vergrößernder Elektrodenfläche zu jedem Zeitpunkt des Koagulationsvorganges ein optimales Koagulationsergebnis gewährleistet ist.

5 Auch hier lässt sich die Einstellung der Stromstärke sowohl selbsttätig als auch manuell durchführen. Da die Stromdichte letztendlich den Aufweitungszustand des Körpers 10, 14 wiedergibt, kann der Chirurg beispielsweise bei nachlassender Stromdichte eine Aufweitung des Körpers 10, 14 veranlassen.

10 Um unterschiedliche Gewebearten, Koagulationsstadien und/oder unvorhersehbare Ereignisse, wie z. B. eine starke Blutung, berücksichtigen zu können, ist die Steuerungseinrichtung 3 derart ausgebildet, dass die Stromstärke bzw. die Stromdichte unabhängig vom Aufweitungszustand einstellbar ist. Eine unabhängig vom Aufweitungszustand durchgeführte Erhöhung der Stromdichte kann beispielsweise bei Bedarf eine stärkere Koagulation bewirken.

15 Sind Messeinrichtungen zum Feststellen des Aufweitungszustandes des Körpers 10, 14 vorgesehen, so kann der Aufweitungszustand beispielsweise über die Anzeige 5, vorzugsweise eine optische Anzeige ausgegeben werden. Bei einer manuell durchzuführenden Aufweitung des Körpers 10, 14 kann der Operateur über die Anzeige 5 eine entsprechende Nachregulierung durchführen. Die Messeinrichtungen können über den oben bereits beschriebenen Messwertnehmer realisiert oder aber als eigenständiges Instrument  
20 vorgesehen werden.

Die Fig. 2 bis 5 zeigen verschiedene Arten von Vorrichtungen 40 zur interstitiellen  
25 Koagulation auf. Diese sind in den Darstellungen derart ausgebildet, dass sie in einen Arbeitskanal eines Endoskops einführbar sind. Das Endoskop muss dann derart ausgebildet sein, dass ein Einstechen in das zu behandelnde Gewebe möglich ist. Die Instrumente können aber auch derart ausgebildet sein, dass sie selbst zum Einstechen geeignet sind.

30 Wie in Fig. 2 gezeigt, umfasst die Vorrichtung die hier in aufgedehntem Zustand gezeigte Behandlungselektrode 10, welche im Wesentlichen in ihrer Gesamtheit als dehnbares Flächenelement 11 ausgebildet ist. Über einen Zufuhrtubus oder -schlauch 20 kann (mit einem Pfeil angedeutet) elektrisch leitende Flüssigkeit, z. B. Ringer-Lösung oder eine Kochsalz-Lösung durch den Zufuhrschlauch 20 in einen Innenraum 13 der Behandlungs-

elektrode 10 eingefüllt werden. Das dehnbare oder auffaltbare Flächenelement 11 weist hierbei eine Porosität auf, die hinreicht, um in den Innenraum 13 eingeleitete Flüssigkeit von einer Innenseite 12 des dehnbaren Flächenelements 11 herkommend durch die Behandlungselektrode 10 hindurch zur Außenseite austreten zu lassen.

5

Im Innenraum 13 befindet sich eine drahtförmige Zufuhrelektrode 30, die an einem distalen Ende der Behandlungselektrode 10 über ein elektrisch isolierendes Endstück 9 mechanisch mit der Behandlungselektrode 10 verbunden ist. Die Zufuhrelektrode 30 ist mit dem HF-Generator (hier nicht gezeigt) verbunden.

10

Um nun eine interstitielle Koagulation durchzuführen, die Elektrode also beispielsweise in einen Tumor einzubringen, wird die gesamte Vorrichtung beispielsweise durch den Arbeitskanal eines Endoskopes, welches bereits bei der Behandlungsstelle platziert wurde, in einem Zustand hindurchgeschoben, in welchem das in Fig. 11 aufgebläht gezeigte Flächenelement noch kollabiert ist. Eine Instrumentenspitze kann so gestaltet sein, dass sie wie ein Dorn durch Verdrängen des Gewebes fortbewegt werden kann. Das ist vorteilhaft, wenn auf dem Weg in das Zielgewebe andere Gewebestrukturen passiert werden müssen, in denen möglichst nur geringer Schaden entstehen soll. Zum Positionieren im Zielgewebe kann es vorteilhaft sein, wenn die Elektrode mit HF-Schneidstrom beaufschlagt wird. Dadurch kann die Gefahr des Freisetzens von Krebszellen beim Einbringen der Elektrode in einen Tumor verringert werden. Ferner kann die Elektrode, weil frei von mechanischer Spannung, exakt positioniert werden. Sobald die Elektrode positioniert ist, wird elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. Ringer-Lösung) in Richtung des in Fig. 2 gezeigten Pfeiles durch den Zufuhrschlauch 20 eingefüllt, wobei der Druck derart eingestellt wird, dass sich die Behandlungselektrode 10 bzw. ihr dehnbares Flächenelement 11 aufblähen lässt. Um den Tumor nun von innen heraus zu koagulieren, wird der HF-Generator 2 betätigt, so dass ein Koagulationsstrom über die Flüssigkeit in das zu behandelnde Gewebe fließt und dieses devitalisiert. Dadurch, dass ständig elektrisch leitfähige Flüssigkeit zugeführt wird und durch das dehnbare Flächenelement 11 austritt, ist gewährleistet, dass ständig ein Flüssigkeitsfilm (oder -polster) zwischen dem dehnbaren Flächenelement 11 und dem zu behandelnden Gewebe verbleibt, durch welchen einerseits der HF-Strom geleitet und andererseits die Oberfläche gekühlt und vor einem Anhaften an der Behandlungselektrode 10 geschützt wird. Das Flächenelement 11

wird im Laufe der Koagulation immer weiter aufgebläht und folgt – wie oben beschrieben – dem zurückweichenden Gewebe.

Bei der oben beschriebenen Ausführungsform der Erfindung wird der HF-Strom mono-  
5 polar zugeführt. Am Patienten ist also eine Neutralelektrode N als Gegenpol angelegt.  
Die in Fig. 3 gezeigte Ausführungsform der Erfindung unterscheidet sich nun von der  
nach Fig. 2 dadurch, dass das Instrument insgesamt bipolar ausgebildet ist. Hierfür sind  
zwei Behandlungselektroden 10, 10' mit entsprechenden dehnbaren Flächenelementen 11,  
11' vorgesehen, die analog der Anordnung nach Fig. 2 (koaxial) aufgebaut sind. Entspre-  
10 chend den zwei Behandlungselektroden 10, 10' bzw. dehnbaren Flächenelementen 11, 11'  
sind zwei Zufuhrschläuche 20, 20' sowie zwei Zufuhrelektroden 30, 31 vorgesehen, so  
dass die Innenräume 13, 13' voneinander unabhängig mit Druck beaufschlagbar und die  
dehnbaren Flächenelemente 11, 11' unterschiedlich stark dehnbar sind.

15 Die in Fig. 4 gezeigte Ausführungsform unterscheidet sich insofern von den zuvor  
beschriebenen Ausführungsformen, als der Innenraum 13 der Behandlungselektrode 10  
von einem elastischen, dehnbaren Hilfskörper 14 umschlossen wird, der vollständig dicht  
ist. Das dehnbare Flächenelement 11 besteht – wie in Fig. 5 gezeigt – aus mehreren  
Schichten und zwar einer inneren Schicht 15, der über eine Leitung 20' die elektrisch  
20 leitende Flüssigkeit in Oberflächenrichtung zugeleitet wird und die in dieser Strömungs-  
richtung einen relativ niedrigen Strömungswiderstand aufweist. Auf ihrer Außenseite  
weist die Behandlungselektrode 10 eine äußere Schicht 16 auf, welche die Flüssigkeit vor  
allem in einer Richtung senkrecht zur Oberfläche leitet. Zwischen der inneren Schicht 15  
und der äußeren Schicht 16 ist eine Trennschicht 17 angebracht, welche einen höheren  
25 Strömungswiderstand aufweist als die innere Schicht 15, jedoch Flüssigkeit von der  
inneren Schicht 15 in die äußere Schicht 16 übertreten lässt. Bei der hier gezeigten  
Ausführungsform der Erfindung ist diese Trennschicht 17 gleichzeitig als elektrisch  
leitfähige Schicht ausgebildet, welche mit der Zufuhrelektrode 30 in elektrischer Verbin-  
dung steht. Bei dieser Anordnung kann somit die Behandlungselektrode 10 bzw. das  
30 dehnbare Flächenelement 11 durch den Hilfskörper 14 aufgedehnt werden, wobei zum  
Aufdehnen nicht nur Flüssigkeit, sondern auch Gas dienen kann. Unabhängig vom  
Ausdehnungszustand kann dann die elektrisch leitfähige Flüssigkeit zugeführt und über  
die innere Schicht 15 gleichmäßig verteilt werden. Die austretende Flüssigkeitsmenge  
bestimmt sich dann ausschließlich durch den Druck, mit welchem die elektrisch leitende



Flüssigkeit zugeführt wird, ist also unabhängig vom Dehnungszustand der Behandlungselektrode 10.

Weiterhin ist bei dieser Ausführungsform ein Saugschlauch 22 vorgesehen, der eine  
5 Saugöffnung 23 in der Nähe der Behandlungselektrode 10 aufweist. Über diesen Saugschlauch 22 kann überschüssige elektrisch leitende Flüssigkeit abgesaugt werden.

Aus Obigem geht hervor, dass die beschriebenen Merkmale sich auch bei den verschiedenen Ausführungsformen kombinieren lassen. So z. B. kann bei allen Ausführungsformen  
10 der Erfindung ein Saugschlauch vorgesehen sein. Ebenso ist es möglich, auch bei der Ausführungsform nach Fig. 2 mit einem Hilfskörper 14 zu arbeiten.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass alle oben beschriebenen Teile für sich alleine gesehen und in jeder Kombination, insbesondere die in den Zeichnungen dargestellten  
15 Details als erfindungswesentlich beansprucht werden. Abänderungen hiervon sind dem Fachmann geläufig.

#### Bezugszeichenliste

20

- |       |                                     |
|-------|-------------------------------------|
| 1     | HF-Chirurgiegerät                   |
| 2     | HF-Generator                        |
| 3     | Steuerungseinrichtung               |
| 4     | Messwertnehmer, Messeinrichtung(en) |
| 25 5  | Anzeige                             |
| 6     | Eingangsanschluss                   |
| 7     | Erster Ausgangsanschluss            |
| 8     | Zweiter Ausgangsanschluss           |
| 9     | Endstück                            |
| 30 10 | Elektrode, Behandlungselektrode     |
| 11    | Dehnbares Flächenelement            |
| 12    | Innenseite                          |
| 13    | Innenraum                           |
| 14    | Hilfskörper                         |

	8	Zweiter Ausgangsanschluss
	9	Endstück
	10	Elektrode, Behandlungselektrode
	11	Dehnbares Flächenelement
5	12	Innenseite
	13	Innenraum
	14	Hilfskörper
	15	Innere Schicht
	16	Äußere Schicht
10	17	Trennschicht
	20	Zufuhrschlauch
	22	Saugschlauch
	23	Saugöffnung
	30	Zufuhrelektrode
15	31	Zufuhrelektrode
	40	Vorrichtung, elektrochirurgisches Instrument
	N	Neutralelektrode

### Ansprüche

- 5 1. Vorrichtung zur interstitiellen Koagulation von Geweben, mit mindestens einer Elektrode (10), über die ein HF-Koagulationsstrom in das Gewebe einleitbar ist, wobei die Elektrode (10) als dreidimensionaler, auf verschiedene Aufweitungs-  
10 stände aufweiterbarer Körper derart ausgebildet oder auf einem derartigen Körper (14) derart angebracht ist, dass die Elektrode (10) durch kontinuierliches oder schrittweises Aufweiten des Körpers (10, 14) mit dem Gewebe während des Koagulierens in ständigem elektrischen Kontakt haltbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass eine Steuerungseinrichtung (3) zum Steuern des Aufweitungszustandes des Körpers (10, 14) in Abhängigkeit vom Koagulationsstrom vorgesehen ist.
3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach  
20 Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Steuerungseinrichtung (3) derart angeordnet und ausgebildet ist, dass eine Stromdichte des Koagulationsstromes zwischen Elektrode (10) und Gewebe einstellbar ist.
- 25 4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 3, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Steuerungseinrichtung (3) derart ausgebildet ist, dass die Stromdichte unabhängig vom Aufweitungszustand einstellbar ist.
- 30 5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Messeinrichtungen (4) zum Feststellen des Aufweitungszustandes des Körpers (10, 14) vorgesehen sind.
- 35

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die Elektrode eine mindestens teilweise fluiddurchlässige Behandlungselektrode (10)  
umfasst, die mit einem Abschnitt des Gewebes in Berührung bringbar ist, eine Zu-  
5 fuhreinrichtung (20) für Flüssigkeit, über die eine elektrisch leitfähige Flüssigkeit  
der Behandlungselektrode (10) zuführbar ist, eine Stromzufuhreinrichtung (30, 31)  
zum Zuführen des HF-Koagulationsstromes zur Behandlungselektrode (10) derart,  
dass von der Behandlungselektrode (10) durchgelassener Flüssigkeit der HF-  
Behandlungsstrom zuführbar ist.
- 10 7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach  
Anspruch 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die Behandlungselektrode (10) ein elastisch dehnbares oder auffaltbares Flächen-  
15 element (11) umfasst, auf dessen, dem Gewebe gegenüber liegender Innenseite (12)  
ein mit einem Innendruck beaufschlagbarer Innenraum (13) derart angeordnet ist,  
dass das Flächenelement (11) durch Erhöhung des Innendruckes dehnbar ist.
- 20 8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach  
Anspruch 7,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
das Flächenelement (11) ring- oder kugelförmig ausgebildet ist.
- 25 9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem  
der Ansprüche 6 - 8,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die Behandlungselektrode (10, 10') in Form eines Ballon-Hohlkatheters aufgebaut  
ist.
- 30 10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem  
der Ansprüche 7 - 9,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
der Innenraum (13) mit der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit befüllbar ist.
- 35 11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem  
der Ansprüche 6 - 10,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
die elektrisch leitfähige Flüssigkeit Polyvinylpyrrolidon (PVP), ein Tensid oder der-  
gleichen Mittel zur Veränderung der Viskosität der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit  
umfasst.

5

12. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, insbesondere nach einem der  
Ansprüche 6 - 11,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
die Behandlungselektrode (10, 10') eine Folie, ein Vlies oder ein Gewebe umfasst  
10 und vorzugsweise aus temperaturbeständigem Material, insbesondere aus Tetra-  
Flour-Ethylen-Material gefertigt ist.

13. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem  
der Ansprüche 7 - 12,

15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
der Innenraum (13) einen von der elektrisch leitfähigen Flüssigkeit hydraulisch ge-  
trennten, expandierbaren Hilfskörper (14) umfasst, wobei vorzugsweise das Flä-  
chenelement (11) derart mehrschichtig aufgebaut ist, dass in einer inneren Schicht  
(15) Flüssigkeit in Flächenrichtung, in einer äußeren Schicht (16) Flüssigkeit senk-  
20 recht zur Flächenrichtung leitbar ist, wobei vorzugsweise zwischen der inneren  
Schicht (15) und der äußeren Schicht (16) eine Trennschicht (17) mit erhöhtem  
Strömungswiderstand angebracht ist.

14. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

25 g e k e n n z e i c h n e t d u r c h  
eine Saugeinrichtung (22, 23) zum Absaugen von (überschüssiger) Flüssigkeit.

15. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
30 die Elektrode (10) derart ausgebildet ist, dass sie mit einem Schneidstrom  
beaufschlagbar ist.

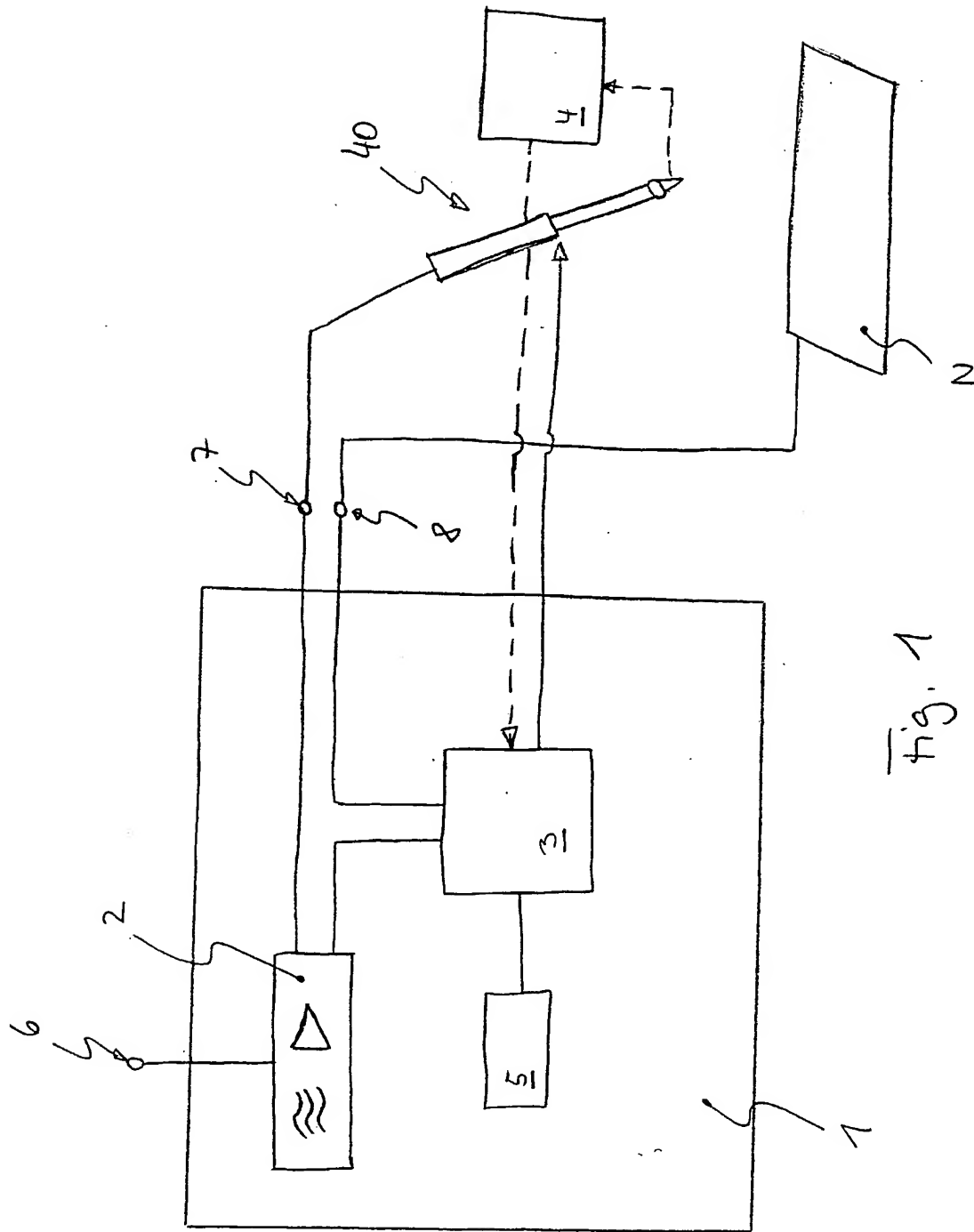
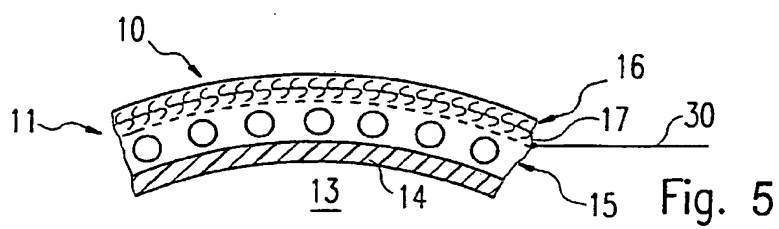
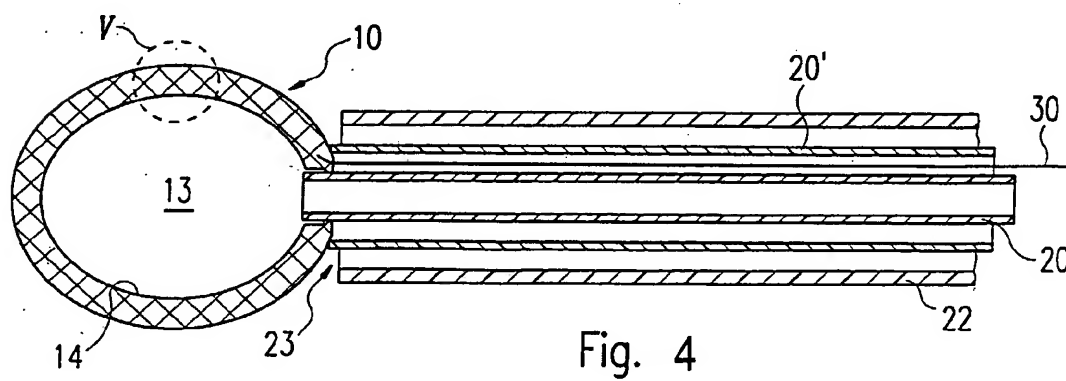
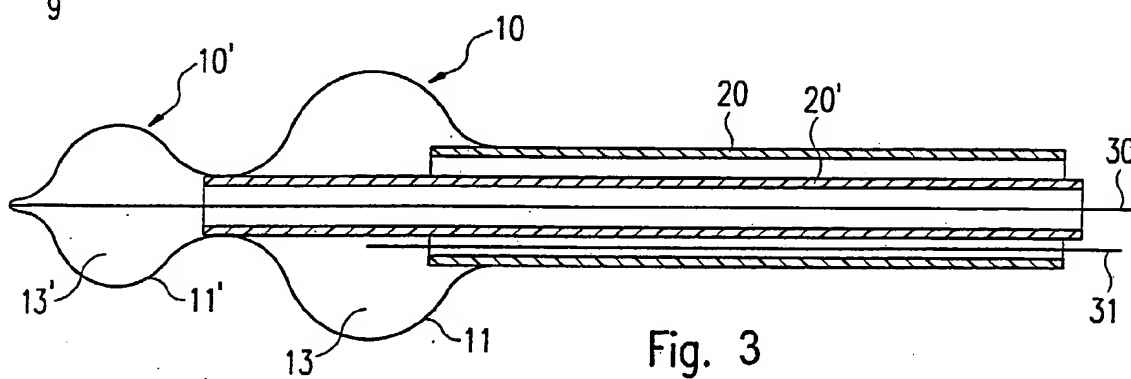
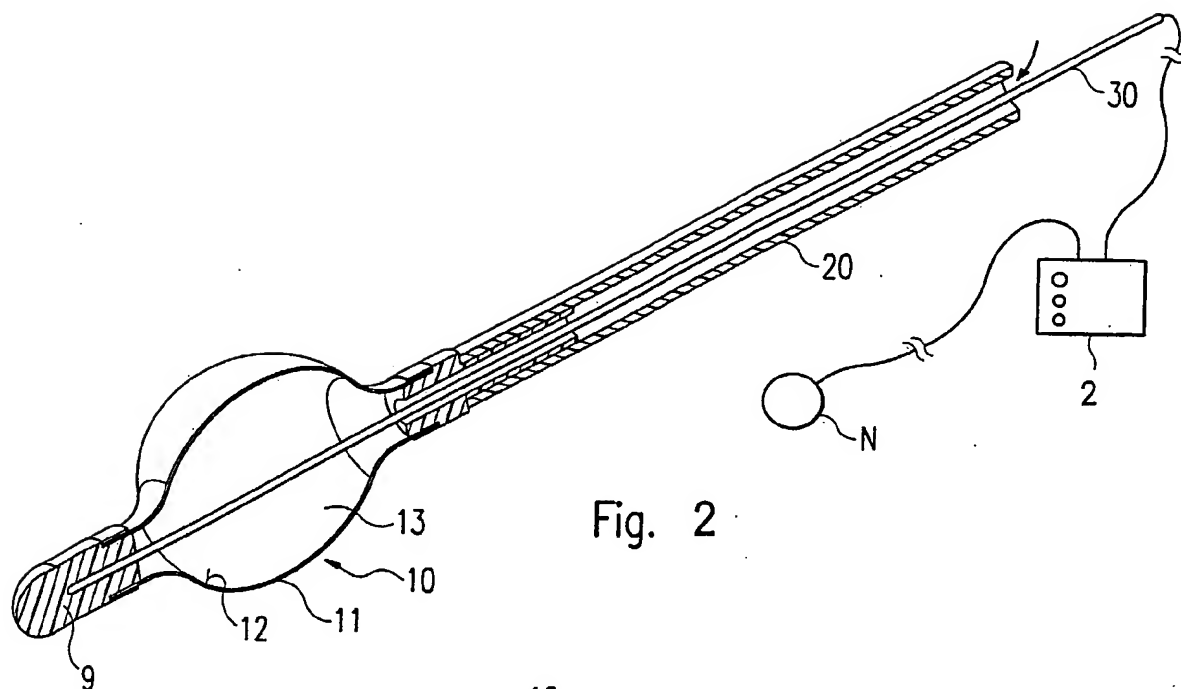


Fig. 1



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2005/002001

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61B18/14 A61F7/12 A61M25/10

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B A61F A61M

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EP0-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/130572 A1 (PHAN HUY D ET AL) 10 July 2003 (2003-07-10)	1,3,4, 6-10,12, 15
Y	paragraphs '0068! - '0075!; figures 4-6	5
Y	----- US 5 545 195 A (LENNOX ET AL) 13 August 1996 (1996-08-13)	5
A	column 3, lines 52-59; figures 1-7 column 4, lines 10-12 ----- -/--	2

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \* & \* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 May 2005

Date of mailing of the international search report

02/06/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Jonsson, P.O.



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2005/002001

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 475 213 B1 (WHAYNE JAMES G ET AL) 5 November 2002 (2002-11-05) column 5, line 18 - column 6, line 62 column 8, lines 13-28 column 9, lines 5-12 column 12, lines 7-13 column 18, line 63 - column 19, line 25 figures 1-5,10-13	1,11-13, 15
A	US 5 496 311 A (ABELE ET AL) 5 March 1996 (1996-03-05) column 1, line 40 - column 2, line 64	2

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP2005/002001

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003130572 A1	10-07-2003	US 6529756 B1 CA 2394816 A1 WO 0137746 A1 EP 1233718 A1 JP 2003514612 T	04-03-2003 31-05-2001 31-05-2001 28-08-2002 22-04-2003
US 5545195 A	13-08-1996	CA 2196568 A1 EP 0773758 A1 JP 10503407 T WO 9603943 A1	15-02-1996 21-05-1997 31-03-1998 15-02-1996
US 6475213 B1	05-11-2002	US 6099526 A US 5879348 A CA 2243481 A1 EP 0975386 A1 WO 9725918 A1 WO 9725919 A1 WO 9745156 A2 CA 2243595 A1 EP 0879015 A1 JP 2000504242 T JP 2002528039 T WO 9725916 A1 WO 9725917 A1 WO 9725929 A1 US 2003093069 A1 US 6179835 B1 US 6357447 B1 US 5925038 A US 5846238 A US 5871483 A US 5853411 A US 5891135 A US 5891136 A US 5961513 A US 2001025175 A1 US 5991650 A	08-08-2000 09-03-1999 04-12-1997 02-02-2000 24-07-1997 24-07-1997 04-12-1997 24-07-1997 25-11-1998 11-04-2000 27-08-2002 24-07-1997 24-07-1997 24-07-1997 15-05-2003 30-01-2001 19-03-2002 20-07-1999 08-12-1998 16-02-1999 29-12-1998 06-04-1999 06-04-1999 05-10-1999 27-09-2001 23-11-1999
US 5496311 A	05-03-1996	US 4955377 A CA 2067110 A1 DE 69029141 D1 DE 69029141 T2 EP 0490979 A1 JP 2984056 B2 JP 5500179 T WO 9103207 A1 CA 2001628 A1 DE 68929064 D1 DE 68929064 T2 EP 0561771 A1 WO 9004365 A1 US 5191883 A US 5151100 A US 5368591 A	11-09-1990 09-03-1991 19-12-1996 10-04-1997 24-06-1992 29-11-1999 21-01-1993 21-03-1991 28-04-1990 07-10-1999 25-05-2000 29-09-1993 03-05-1990 09-03-1993 29-09-1992 29-11-1994

## INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/002001

## A. KLASSTIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61B18/14 A61F7/12 A61M25/10

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B A61F A61M

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2003/130572 A1 (PHAN HUY D ET AL) 10. Juli 2003 (2003-07-10)	1, 3, 4, 6-10, 12, 15
Y	Absätze '0068! - '0075!; Abbildungen 4-6	5
Y	US 5 545 195 A (LENNOX ET AL) 13. August 1996 (1996-08-13) Spalte 3, Zeilen 52-59; Abbildungen 1-7 Spalte 4, Zeilen 10-12	5
A	----- -/--	2



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*&amp;\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

26. Mai 2005

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

02/06/2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Jonsson, P.O.

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2005/002001

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 6 475 213 B1 (WHAYNE JAMES G ET AL) 5. November 2002 (2002-11-05) Spalte 5, Zeile 18 – Spalte 6, Zeile 62 Spalte 8, Zeilen 13-28 Spalte 9, Zeilen 5-12 Spalte 12, Zeilen 7-13 Spalte 18, Zeile 63 – Spalte 19, Zeile 25 Abbildungen 1-5,10-13 -----	1,11-13, 15
A	US 5 496 311 A (ABELE ET AL) 5. März 1996 (1996-03-05) Spalte 1, Zeile 40 – Spalte 2, Zeile 64 -----	2

# INTERNATIONALES RESEARCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/002001

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2003130572 A1	10-07-2003	US 6529756 B1 CA 2394816 A1 WO 0137746 A1 EP 1233718 A1 JP 2003514612 T	04-03-2003 31-05-2001 31-05-2001 28-08-2002 22-04-2003
US 5545195 A	13-08-1996	CA 2196568 A1 EP 0773758 A1 JP 10503407 T WO 9603943 A1	15-02-1996 21-05-1997 31-03-1998 15-02-1996
US 6475213 B1	05-11-2002	US 6099526 A US 5879348 A CA 2243481 A1 EP 0975386 A1 WO 9725918 A1 WO 9725919 A1 WO 9745156 A2 CA 2243595 A1 EP 0879015 A1 JP 2000504242 T JP 2002528039 T WO 9725916 A1 WO 9725917 A1 WO 9725929 A1 US 2003093069 A1 US 6179835 B1 US 6357447 B1 US 5925038 A US 5846238 A US 5871483 A US 5853411 A US 5891135 A US 5891136 A US 5961513 A US 2001025175 A1 US 5991650 A	08-08-2000 09-03-1999 04-12-1997 02-02-2000 24-07-1997 24-07-1997 04-12-1997 24-07-1997 25-11-1998 11-04-2000 27-08-2002 24-07-1997 24-07-1997 24-07-1997 15-05-2003 30-01-2001 19-03-2002 20-07-1999 08-12-1998 16-02-1999 29-12-1998 06-04-1999 06-04-1999 05-10-1999 27-09-2001 23-11-1999
US 5496311 A	05-03-1996	US 4955377 A CA 2067110 A1 DE 69029141 D1 DE 69029141 T2 EP 0490979 A1 JP 2984056 B2 JP 5500179 T WO 9103207 A1 CA 2001628 A1 DE 68929064 D1 DE 68929064 T2 EP 0561771 A1 WO 9004365 A1 US 5191883 A US 5151100 A US 5368591 A	11-09-1990 09-03-1991 19-12-1996 10-04-1997 24-06-1992 29-11-1999 21-01-1993 21-03-1991 28-04-1990 07-10-1999 25-05-2000 29-09-1993 03-05-1990 09-03-1993 29-09-1992 29-11-1994